

24. 6. 2004

日本国特許庁  
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

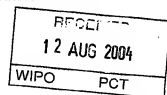
This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出願年月日 2003年 6月25日  
Date of Application:

出願番号 特願2003-181696  
Application Number:

[ST. 10/C]: [JP2003-181696]

出願人 松下電器産業株式会社  
Applicant(s):

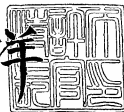


PRIORITY DOCUMENT  
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN  
COMPLIANCE WITH  
RULE 17.1(a) OR (b)

2004年 7月29日

特許庁長官  
Commissioner,  
Japan Patent Office

小川 洋



【書類名】 特許願

【整理番号】 2904750008

【提出日】 平成15年 6月25日

【あて先】 特許庁長官 殿

【国際特許分類】 A61B 8/00

【発明者】

【住所又は居所】 大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器産業株式会社内

【氏名】 渡辺 良信

【発明者】

【住所又は居所】 大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器産業株式会社内

【氏名】 反中 由直

【発明者】

【住所又は居所】 大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器産業株式会社内

【氏名】 鈴木 隆夫

【発明者】

【住所又は居所】 大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器産業株式会社内

【氏名】 萩原 尚

【特許出願人】

【識別番号】 000005821

【氏名又は名称】 松下電器産業株式会社

【代理人】

【識別番号】 110000040

【氏名又は名称】 特許業務法人池内・佐藤アンドパートナーズ

【代表者】 池内 寛幸

【電話番号】 06-6135-6051

## 【手数料の表示】

【予納台帳番号】 139757

【納付金額】 21,000円

## 【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【包括委任状番号】 0108331

【ブルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 超音波診断装置

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 被験体の表面から前記被験体の内部の血管に向かって少なくとも 1 つの超音波信号を発信する発信手段と、

前記血管によって反射された超音波エコー信号を受信し、電気信号に変換する受信手段と、

前記血管の中心軸に交差する方向の超音波エコー信号の位相を解析し、前記血管の血管壁の移動量を算出する移動検出手段と、

前記超音波エコー信号の位相変化を前記皮膚の表面からの深さ方向に沿った組織の硬さ値に変換する変換手段と、

前記深さ方向に沿った組織の硬さ値に基づいて、前記血管の内膜と前記血管を通して血液が流れる血液流領域との間の境界位置と、前記中膜の位置とを検出する境界位置検出手段とを具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】 前記皮膚の表面からの深さ方向に沿った組織の硬さ値を得るための関心領域を、前記発信手段に近い側の前壁と前記発信手段から遠い側の後壁との少なくとも一方を跨ぐように配置する関心領域配置手段をさらに具備する、請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】 前記血管の内膜と前記血液流領域との間の境界位置の時間的変化と前記中膜の位置の時間的変化とに基づいて、前記内膜から中膜までの厚みを計測する算出手段をさらに具備する、請求項 1 または 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】 前記算出手段は、1 心拍サイクルにおける前記境界位置の時間的変化と前記中膜の位置の時間的変化とに基づいて前記内膜から中膜までの厚みを計測する、請求項 1 ないし 3 のいずれか記載の超音波診断装置。

【請求項 5】 前記算出手段は、1 心拍サイクルにおける前記厚みの最大値、最小値および平均値の少なくとも 1 つを算出する、請求項 3 記載の超音波診断装置。

【請求項 6】 前記発信手段は、前記血管の長手方向に沿った複数のポイン

トに向けて複数の超音波パルスをそれぞれ発信し、

前記算出手段は、前記複数のポイントにおいて前記厚みをそれぞれ計測する、  
請求項 1 ないし 5 のいずれか記載の超音波診断装置。

【請求項 7】 前記複数のポイントにおいて計測された前記厚みのうち最大の前記厚みが計測されたポイントを表示する表示手段をさらに具備する、請求項 1 ないし 6 のいずれか記載の超音波診断装置。

【請求項 8】 前記血管は、前記皮膚の表面に対して傾いた方向に沿って伸びており、

前記複数のポイントの前記皮膚の表面からの深さの差に基づいて、前記算出手段によって算出された前記厚みを角度補正する角度補正手段をさらに具備する、  
請求項 1 ないし 7 のいずれか記載の超音波診断装置。

【請求項 9】 前記算出手段によって算出された前記厚みを、所定のサイクル以上前の厚みと比較して、前記算出手段によって算出された前記厚みの安定度合いを判断する安定度合い判断手段をさらに具備する、請求項 1 ないし 8 のいずれか記載の超音波診断装置。

【請求項 10】 前記発信手段は、前記血管の長手方向に沿った複数のポイントに向けて複数の超音波パルスをそれぞれ発信し、

前記算出手段は、前記複数のポイントにおいて前記厚みをそれぞれ計測し、

前記複数のポイントにおいて計測された前記厚みを互いに比較して、前記算出手段によって算出された前記厚みの安定度合いを判断する安定度合い判断手段をさらに具備する、請求項 1 ないし 9 のいずれか記載の超音波診断装置。

【請求項 11】 前記算出手段によって算出された前記厚みの値をモニタ表示する手段をさらに具備する、請求項 3 ないし 10 のいずれか記載の超音波診断装置。

【請求項 12】 前記変換手段によって変換された前記組織の硬さ値をモニタ表示する手段をさらに具備する、請求項 1 ないし 11 のいずれか記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

**【発明の属する技術分野】**

本発明は、血管の状態を超音波によって診断する超音波診断装置に関する。

**【0002】****【従来の技術】**

超音波によって血管壁（頸動脈）のIMT（Intima-Media Thickness：内膜から中膜までの厚み）値を検出する方法として、標準的な血管構造を有していることを前提として、血管によって反射された超音波に基づく画像データにおける輝度信号の最大ピーク値と第2ピーク値とに基づいて、血管壁（頸動脈）のIMT値を計測する方法が知られている（例えば特許文献1参照）。

**【0003】****【特許文献1】**

特許第2889568号公報

**【0004】****【発明が解決しようとする課題】**

しかしながら前述した従来技術では、血管壁のIMT値を測定する対象となる血管壁の構造を解析するために画像データの輝度信号を利用しているために、測定対象となる血管壁の内膜輝度が低いと血管壁のIMT値を正しく計測することができないという問題がある。

**【0005】**

本発明の目的は、血管壁のIMT値を超音波によって正しく計測することができ、超音波診断装置を提供することにある。

**【0006】****【課題を解決するための手段】**

本発明に係る超音波診断装置は、被験体の表面から前記被験体の内部の血管に向かって少なくとも1つの超音波信号を発信する発信手段と、前記血管によって反射された超音波エコー信号を受信し、電気信号に変換する受信手段と、前記血管の中心軸に交差する方向の超音波エコー信号の位相を解析し、前記血管の血管壁の移動量を算出する移動検出手段と、前記超音波エコー信号の位相変化を前記

皮膚の表面からの深さ方向に沿った組織の硬さ値に変換する変換手段と、前記深さ方向に沿った組織の硬さ値に基づいて、前記血管の内膜と前記血管を通して血液が流れる血液流領域との間の境界位置と、前記中膜の位置とを検出する境界位置検出手段とを具備することを特徴とする。

#### 【0007】

この構成により、被験体に存在する内膜輝度値の変化に左右されず、かつ血管内にアテロームのような局所的病変が存在する場合であっても、血管壁と血液流領域との間の境界位置を正しく検出することができる。

#### 【0008】

本発明に係る超音波診断装置は、皮膚の表面からの深さ方向に沿った組織の硬さ値を得るための関心領域を、発信手段に近い側の前壁と発信手段から遠い側の後壁との少なくとも一方を跨ぐように配置する関心領域配置手段をさらに具備することが好ましい。この構成により、血管の内膜と血管を通して血液が流れる血液流領域との間の境界位置と、中膜の位置とを検出するためである。

#### 【0009】

本発明に係る超音波診断装置は、血管の内膜と血液流領域との間の境界位置の時間的変化と中膜の位置の時間的変化とに基づいて、内膜から中膜までの厚みを計測する算出手段をさらに具備することが好ましい。この構成により、血管の内膜と血液流領域との間の境界位置と、中膜の位置とを検出するためである。

#### 【0010】

本発明に係る超音波診断装置は、算出手段は、1心拍サイクルにおける境界位置の時間的変化と中膜の位置の時間的変化とに基づいて内膜から中膜までの厚みを計測することが好ましい。この構成により、内膜から中膜までの厚みを正確に測定するためである。

#### 【0011】

本発明に係る超音波診断装置は、算出手段は、1心拍サイクルにおける厚みの最大値、最小値および平均値の少なくとも1つを算出することが好ましい。この構成により、簡単な方法によって内膜から中膜までの厚みを測定するためである。

## 【0012】

本発明に係る超音波診断装置は、発信手段は、血管の長手方向に沿った複数のポイントに向けて複数の超音波パルスをそれぞれ発信し、算出手段は、複数のポイントにおいて厚みをそれぞれ計測することが好ましい。この構成により、血管の長手方向に沿った厚みの分布を得ることができるからである。

## 【0013】

本発明に係る超音波診断装置は、複数のポイントにおいて計測された厚みのうち最大の厚みが計測されたポイントを表示する表示手段をさらに具備することが好ましい。この構成により、血管の長手方向に沿った厚みの分布を視覚にを通じて容易に認識することができるからである。

## 【0014】

本発明に係る超音波診断装置は、血管は、皮膚の表面に対して傾いた方向に沿って伸びており、複数のポイントの皮膚の表面からの深さの差に基づいて、算出手段によって算出された厚みを角度補正する角度補正手段をさらに具備することが好ましい。この構成により、皮膚の表面に対して傾いた方向に伸びる血管の厚みを正確に測定することができるからである。

## 【0015】

本発明に係る超音波診断装置は、算出手段によって算出された厚みを、所定のサイクル以上前の厚みと比較して、算出手段によって算出された厚みの安定度合いを判断する安定度合い判断手段をさらに具備することが好ましい。この構成により、判断された安定度合いを測定者に通知することによって測定時間を短縮することができるからである。

## 【0016】

本発明に係る超音波診断装置は、発信手段は、血管の長手方向に沿った複数のポイントに向けて複数の超音波パルスをそれぞれ発信し、算出手段は、複数のポイントにおいて厚みをそれぞれ計測し、複数のポイントにおいて計測された厚みを互いに比較して、算出手段によって算出された厚みの安定度合いを判断する安定度合い判断手段をさらに具備することが好ましい。この構成により、判断された安定度合いを測定者に通知することによって測定時間を短縮することができる



からである。

#### 【0017】

本発明に係る超音波診断装置は、算出手段によって算出された厚みの値をモニタ表示する手段をさらに具備することが好ましい。この構成により、算出された厚みの値を視覚を通じて認識することができるからである。

#### 【0018】

本発明に係る超音波診断装置は、変換手段によって変換された組織の硬さ値をモニタ表示する手段をさらに具備することが好ましい。この構成により、組織の硬さ値を視覚を通じて認識することができるからである。

#### 【0019】

##### 【発明の実施の形態】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

#### 【0020】

##### （実施の形態1）

図1は、本発明の実施の形態1に係る超音波診断装置100の構成を模式的に示すブロック図である。超音波診断装置100は、発信部4を備えている。発信部4は、超音波パルスを生成して超音波プローブ101へ供給する。超音波プローブ101は、発信部4から供給された超音波パルスを生体の皮膚の表面から生体内の血管10に向かって発信する。

#### 【0021】

血管10は、皮膚の表面に対して傾いた方向に沿って伸びており、血液が流れる血液流領域104を囲むように構成された血管壁103を有している。血管壁103は、血液流領域104に面するように血管壁103の内側に形成された内膜13と、血管壁103の外側に形成された外膜11と、内膜13と外膜11との間に形成された中膜12とを有している。内膜13と中膜12との間には、局所的病変であるアテローム106が形成されている。血管壁103は、超音波プローブ101に近い側の前壁と、超音波プローブ101に遠い側の後壁とを有している。

#### 【0022】

血管 10 によって反射された超音波パルスは、超音波プローブ 101 によって受信され、受信部 110 および遅延合成部 111 を経由して移動検出部 3 へ供給される。

#### 【0023】

移動検出部 3 は、超音波プローブ 101 によって受信された超音波エコーに基づいて、皮膚の表面からの深さ方向に沿った超音波エコー信号の位相を検出して解析し、血管壁の移動量を算出する。

#### 【0024】

超音波診断装置 100 は、硬さ値変換部 2 を備えている。硬さ値変換部 2 は、移動検出部 3 によって検出された超音波エコー信号の位相変化を、皮膚の表面からの深さ方向に沿った組織の硬さ値に変換する。

#### 【0025】

超音波診断装置 100 には、境界位置検出部 1 が設けられている。境界位置検出部 1 は、深さ方向に沿った組織の硬さ値に基づいて、血管 10 の内膜 13 と血管 10 を通って血液が流れる血液流領域 104 との間の境界位置と、中膜 12 の位置とを検出する。境界位置検出部 1 はさらに血管 10 の断面を表す 2 次元にマッピングしたカラー表示画像を生成して画像合成部 116 へ供給する。

#### 【0026】

超音波診断装置 100 は、B モード処理部 113 を備えている。B モード処理部 113 は、遅延合成部 111 を経由して供給された超音波パルスに基づいて、血管 10 の断面を表す画像情報を生成して画像合成部 116 へ供給する。

#### 【0027】

画像合成部 116 は、B モード処理部 113 から供給された画像情報と境界位置検出部 1 から供給された画像情報とを合成して表示部 8 にモニタ表示する。

#### 【0028】

図 2 は、実施の形態 1 に係る超音波診断装置 100 の動作を説明するための模式図である。この図 2 では、血管 10 によって反射された超音波パルスに基づいて、硬さ値変換部 2 によって変換された組織の硬さ値を利用して境界位置を検出する場合に加えて、説明のため従来のエコー輝度検出部によって検出されたエコー

一輝度を利用して内膜13と血液流領域104との間の境界位置を検出する場合を図示している。

#### 【0029】

従来、エコー輝度を利用してIMT値を測定するためには、測定する対象となる血管が標準的な血管壁構造を有していることを前提として、画像データの輝度信号における最大ピーク値と第2ピーク値とを求める必要がある。

#### 【0030】

超音波パルスの進路を示す走査線120上の点R1、点R2および点R3に着目する。点R1は内膜13と血液流領域104との間の境界位置に配置されており、点R2は血管壁103のアテローム106の中に配置されており、点R3は内膜12上の位置に配置されている。

#### 【0031】

従来のエコー輝度検出部によって検出されたエコー輝度と皮膚の表面からの深度との間の関係を示す図2(c)のグラフに示されるように、エコー輝度は、血管壁103と血液流領域104との間の境界位置に対応する点G1においてわずかに検出することができるものの、アテローム106の中に対応する点G2におけるエコー輝度との差が少ないため、内膜12上の位置に対応する点G3へ向かう方向に誤差を生じるおそれが高い。

#### 【0032】

このため、特に緻密な医療診断が必要なアテロームを持つ血管を測定しようとすると、アテロームを構成する内容物の成分などによってエコー輝度のむらが発生するために、最大ピーク値と第2ピーク値とを正確に検出することができない。

#### 【0033】

本実施の形態1のように硬さ値変換部2によって変換された組織の硬さ値を利用すると、血管壁103と血液流領域104との間の境界位置に配置された点R1に対応する点E1は、エコー輝度に依存せずに、アテローム106の中に配置された点R2に対応する点E2における硬さ値よりもはるかに高いピーク値を示す。このため、血管壁103と血液流領域104との間の境界位置に対応する点

E1における最大ピーク値と、中膜12の位置を示す点R3に対応する点E3における第2ピーク値とを正確かつ確実に検出することができる。

#### 【0034】

以上のように本実施の形態1によれば、皮膚の表面からの深さ方向に沿った組織の硬さ値に基づいて、血管10の内膜13と血管10を通して血液が流れる血液流領域104との間の境界位置と、内膜13と外膜11との間に形成された中膜12の位置とを境界位置検出部1によって検出する。このため、被験体に存在する内膜輝度値の変化に左右されず、かつ血管内にアテローム106のような局所的病変が存在する場合であっても、血管壁103と血液流領域104との間の境界位置を正しく検出することができる。

#### 【0035】

図3は、本実施の形態に係る超音波診断装置の動作を説明するためのグラフである。図3には、1心拍サイクル中に変動するIMT値の態様が示されている。例えば、ECG波形300の1心拍サイクルに同期した内膜13の移動量を示す軌跡310と、中膜12の移動量を示す軌跡320とを比較すると、中膜12の移動量を示す軌跡320の方が内膜13の移動量を示す軌跡310よりも少ないことがわかる。

#### 【0036】

これは、IMT値の範囲である内膜13から中膜12までの組織の硬さ値は低く、つまり組織は柔らかいので、心拍による血管内における圧力の変化によって、軌跡310によって示される内膜13の移動量から軌跡320によって示される中膜12の移動量を減算した軌跡330に示されるように、圧力が高まるとIMT値が小さくなるからである。

#### 【0037】

従って、例えばR波時等の心拍基準時間における最大ピーク位置と第2ピーク位置とを観測することによって、1心拍期間中におけるIMT値の変化量、ならびにIMT値の最大値、最小値および平均値も把握することができる。

#### 【0038】

(実施の形態2)

図4は、実施の形態2に係る超音波診断装置100Aの構成を示すブロック図である。図1を参照して前述した超音波診断装置100の構成要素と同一の構成要素には同一の参照符号を付している。従って、これらの構成要素の詳細な説明は省略する。

#### 【0039】

超音波診断装置100Aには、関心領域配置部6が設けられている。関心領域配置部6は、皮膚の表面からの深さ方向に沿った組織の硬さ値を得るための関心領域(ROI)107を、前壁と後壁との少なくとも一方を跨ぐように配置する。図4に示す例では、関心領域107は、後壁を跨ぐように配置されている。

#### 【0040】

このように構成された超音波診断装置100Aの動作を説明する。関心領域配置部6が前壁と後壁との少なくとも一方を跨ぐように関心領域107を配置すると、関心領域107に含まれる組織に向かって超音波パルスが発信され、前述した実施の形態1と同様にして、血管10の内膜13と血液流領域104との間の境界位置と、中膜12の位置とが検出される。

#### 【0041】

##### (実施の形態3)

図5は、実施の形態3に係る超音波診断装置100Bの構成を示すブロック図である。図4を参照して前述した超音波診断装置100Aの構成要素と同一の構成要素には同一の参照符号を付している。従って、これらの構成要素の詳細な説明は省略する。

#### 【0042】

超音波診断装置100Bには、IMT算出部24が設けられている。IMT算出部24は、血管10の内膜13と血液流領域104との間の境界位置の1心拍サイクルにおける時間的変化と中膜12の位置の時間的変化とに基づいて、内膜13から中膜12までの厚みをIMT(Intima-Media Thickness)値として計測する。IMT算出部24は、1心拍サイクルにおけるIMT値の最大値、最小値および平均値の少なくとも1つを算出する。

#### 【0043】

従って、前述した図2(b)に示す最大ピーク値を示す点E1と第2ピーク値を示す点E3との間の距離をIMT値として検出することができる。

#### 【0044】

図6は、実施の形態3に係る超音波診断装置100Bの他の動作を説明するための模式図である。図6に示すように、複数の走査線120によって示される複数の超音波パルスを血管10の長手方向に沿って照射し、境界位置検出部1が血管10の長手方向に沿って関心領域107内に存在する複数のIMT値を同時に検出するようにしてもよい。一般的に最大のIMT値が診断時の代表値となる場合が多いので、最大のIMT値を測定した場所を表示部8にモニタ表示することも可能になる。

#### 【0045】

##### (実施の形態4)

図7は、実施の形態4に係る超音波診断装置100Cの構成を示すブロック図である。図5を参照して前述した超音波診断装置100Bの構成要素と同一の構成要素には同一の参照符号を付している。従って、これらの構成要素の詳細な説明は省略する。

#### 【0046】

超音波診断装置100Cは、角度補正部25を備えている。角度補正部25は、複数のポイントの皮膚の表面からの深さの差に基づいて、IMT値算出部24によって算出されたIMT値を角度補正する。

#### 【0047】

図8は、実施の形態4に係る超音波診断装置100Cの動作を説明するための模式図である。図1および図2を参照して前述した構成要素と同一の構成要素には同一の参照符号を付している。従って、これらの構成要素の詳細な説明は省略する。

#### 【0048】

超音波プローブ101は、血管10の長手方向に沿った3本の走査線120A、120Bおよび120Cに沿って超音波を照射する。走査線120Aと走査線120Cとの間の水平距離は、距離dLになっている。走査線120Aと中膜1

2との交点B aと、走査線120Cと中膜12との交点B cとの間の深さ方向に沿った差分は、差分dDになっている。

【0049】

走査線120Bと中膜12との交点B bにおけるIMT (b) 値は、IMT (b) 値502になっており、角度補正後のIMT (a) 値はIMT (a) 値503になっている。

【0050】

複数の走査線120A、120Bおよび120Cに基づいて得られた血管壁103の中膜12の位置情報を利用して、IMT値の角度補正をすることができる。交点B bにおけるIMT (b) 値502は、下記の(式1)によって角度補正することができる。

【0051】

$$\text{IMT (a)} = \text{IMT (b)} \times \sin[\arctan(dL/dD)] \dots (\text{式1})$$

もちろん、皮膚の表面に近い側の中膜12の位置である点T a、点T bおよび点T cの位置情報に基づいて角度補正の精度をさらに高めることもできる。

【0052】

さらに、点T aと交点B a、点T cと交点B c等の各中点を用いて傾きを求め、角度補正を行ってもよい。

【0053】

(実施の形態5)

図9は、実施の形態5に係る超音波診断装置100Dの構成を示すブロック図である。図7を参照して前述した超音波診断装置100Cの構成要素と同一の構成要素には同一の参照符号を付している。従って、これらの構成要素の詳細な説明は省略する。

【0054】

超音波診断装置100Dには、安定度判定部21が設けられている。安定度判定部21は、IMT値算出部24によって算出されたIMT値を、所定のサイクル以上前のIMT値と比較して、IMT値算出部24によって算出されたIMT値の安定度合いを判断する。

## 【0055】

図10は、実施の形態5に係る超音波診断装置100Dの動作を説明するためのグラフである。被検体と超音波プローブ101との間の位置関係が一定である状態、または被検体が呼吸を停止して安定状態を保っている状態において理想的な測定データが得られた場合には、心拍ごとの血管壁の移動軌跡が近似することを利用して、IMT値を検出するための測定自体の安定度合いを判断する。

## 【0056】

例えば、ECG波形600の心拍サイクルに同期した直前サイクルの移動軌跡610に許容誤差範囲611を加味した領域範囲と次回の測定サイクルにおける移動軌跡とを比較する。安定して測定された時の移動軌跡620のように許容誤差範囲611を加味した領域範囲に常に収まっている場合には、安定して測定されたと判断する。不安定な状態で測定された時の移動軌跡630のように許容誤差範囲611を加味した領域範囲外となる箇所が存在する場合には、非安定測定と判断する。

## 【0057】

このように安定して測定されたか非安定測定であるかを示す情報をリアルタイムに測定者に通知すると、現在の測定結果が信頼できる測定結果であるか否かを測定中に判断することができる。その結果、測定時間を短縮することができる。

## 【0058】

もちろん、現在のサイクルにおける測定結果と直前のサイクルにおける測定結果との差分に基づいて安定測定であるか非安定測定であるかを判定してもよく、直前のサイクルだけでなく過去の複数のサイクルにおいて測定した安定な移動軌跡との比較に基づいて安定測定であるか非安定測定であるかを判定してもよい。

## 【0059】

また、安定測定であるか非安定測定であるかを判定するための閾値（許容誤差範囲611）を変動させてもよい。さらに、境界判定には不向きなエコー輝度値から求める、例えば擬似境界判別位置等の値について、直前のサイクルにおいて得られた値と現在のサイクルにおいて得られた値とを比較してもよい。当然、このような複数の測定安定度合いを判断する機能を組み合わせると、測定結果の信



頻性をさらに高めることができる。

【0060】

【発明の効果】

以上のように本発明によれば、血管壁のIMT値を超音波によって正しく計測することができる超音波診断装置を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】

実施の形態1に係る超音波診断装置の構成を説明するためのブロック図

【図2】

(a) ないし (c) は、実施の形態1に係る超音波診断装置の動作を説明するための模式図

【図3】

実施の形態1に係る超音波診断装置の動作を説明するためのグラフ

【図4】

実施の形態2に係る超音波診断装置の構成を説明するためのブロック図

【図5】

実施の形態3に係る超音波診断装置の構成を説明するためのブロック図

【図6】

実施の形態3に係る超音波診断装置の動作を説明するための模式図

【図7】

実施の形態4に係る超音波診断装置の構成を説明するためのブロック図

【図8】

実施の形態4に係る超音波診断装置の動作を説明するための模式図

【図9】

実施の形態5に係る超音波診断装置の構成を説明するためのブロック図

【図10】

実施の形態5に係る超音波診断装置の動作を説明するためのグラフ

【符号の説明】

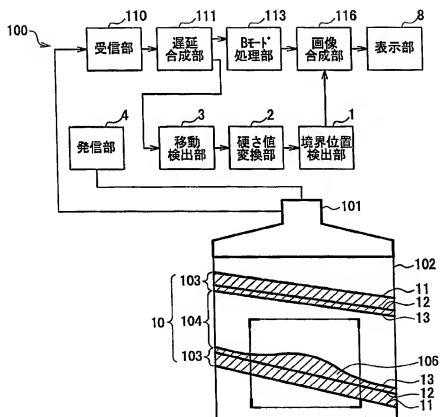
- 1 境界位置検出部

- 2 硬さ値変換部
- 3 移動検出部
- 4 発信部
- 6 関心領域配置部
- 8 表示部
- 10 血管
- 11 外膜
- 12 中膜
- 13 内膜
- 24 IMT算出部
- 25 角度補正部

【書類名】

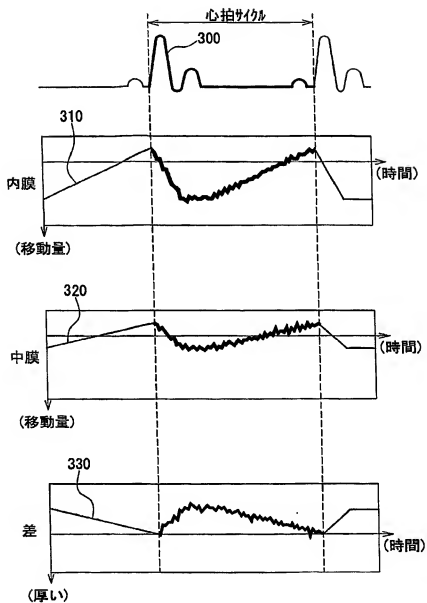
図面

【図1】

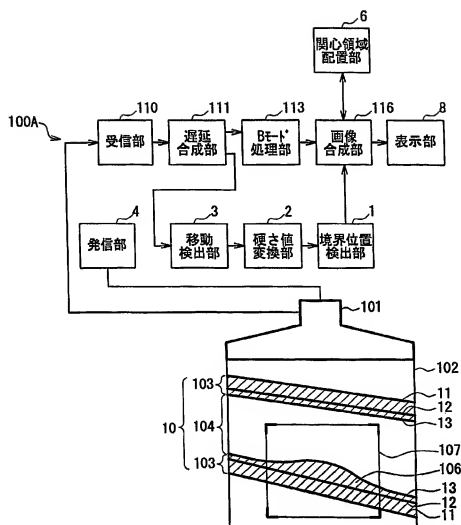




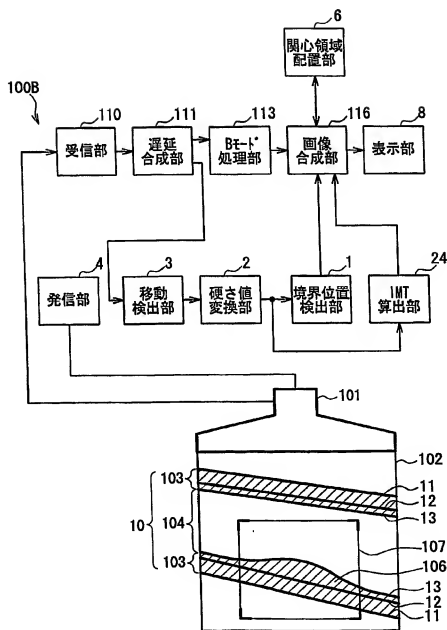
【図 3】



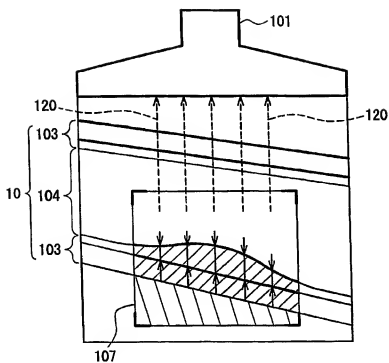
【図 4】



【図 5】

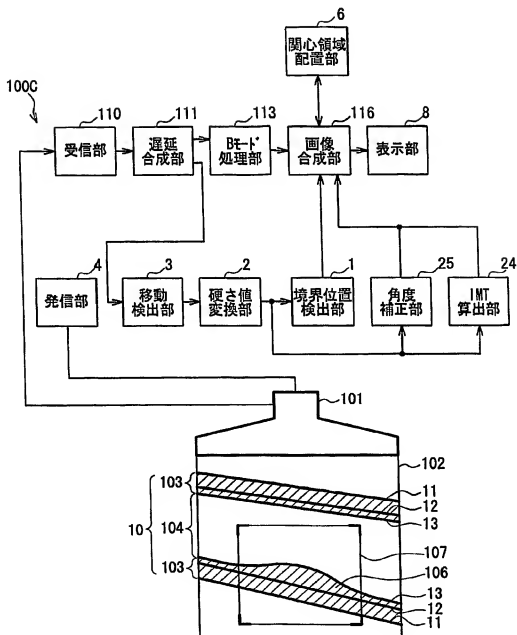


【図 6】

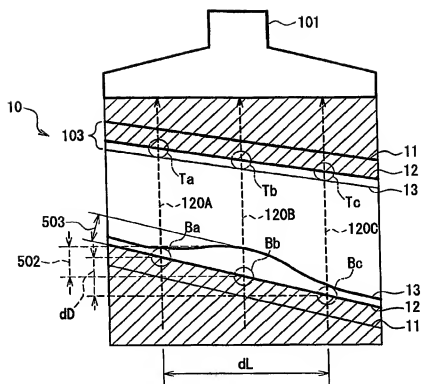




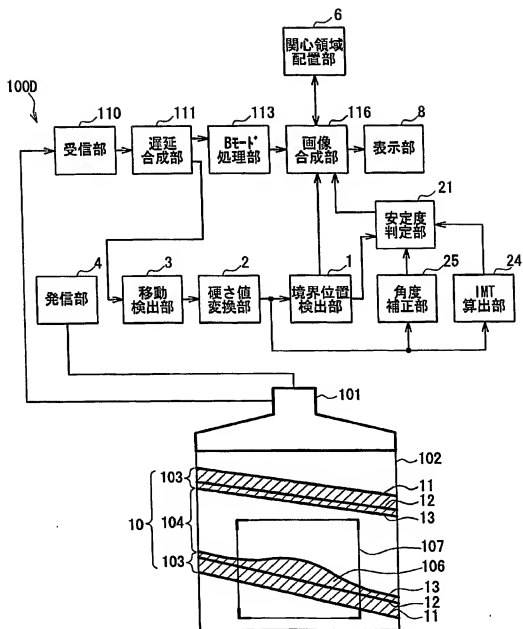
【図 7】



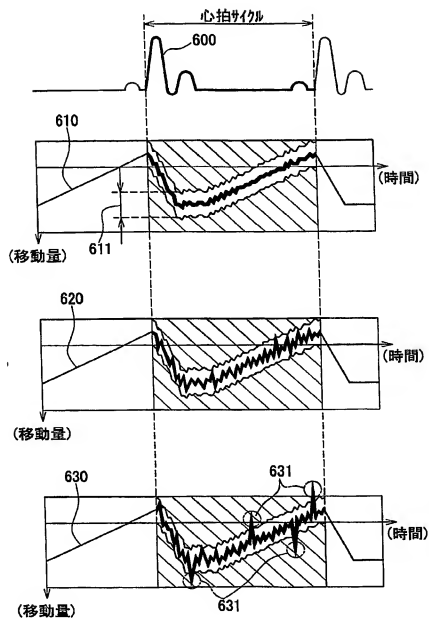
【図 8】



【図9】



【図 10】



**【書類名】 要約書****【要約】**

**【課題】** IMT値を超音波によって正しく計測することができる超音波診断装置を提供する。

**【解決手段】** 超音波診断装置100は、発信部110と、受信部4と、血管10の中心軸に交差する方向の超音波信号の位相を解析し、血管壁103の移動量を算出する移動検出部3と、超音波エコー信号の位相変化を皮膚の表面からの深さ方向に沿った組織の硬さ値に変換する硬さ値変換部2と、深さ方向に沿った組織の硬さ値に基づいて、血管10の内膜13と血管を通して血液が流れる血液流領域104との間の境界位置と、中膜12の位置とを検出する境界位置検出部1とを具備する。

**【選択図】 図1**

特願 2003-181696

出願人履歴情報

識別番号

[000005821]

1. 変更年月日

1990年 8月28日

[変更理由]

新規登録

住所

大阪府門真市大字門真1006番地

氏名

松下電器産業株式会社